



Avaliação da adaptação óssea na interface prótese total
do joelho/osso, variando o alinhamento do eixo de carga –
Estudo por métodos numéricos

JOÃO SOARES DO VALE

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA
2016

Dissertação – Artigo de Investigação Científica

Mestrado Integrado em Medicina

**Avaliação da adaptação óssea na interface prótese total
do joelho/osso, variando o alinhamento do eixo de carga –
Estudo por métodos numéricos**

João Soares do Vale

Orientador: Adélio Justino Machado Vilaça

Assistente Hospitalar de Ortopedia no Centro Hospitalar do Porto - Hospital de Santo António,
integrando o Grupo da Patologia do Joelho

Co-orientador: Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Doutorado em Engenharia Mecânica

Investigador e Professor Auxiliar na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Porto, Junho 2016

AUTORES

João Soares do Vale

Estudante de Mestrado Integrado em Medicina

Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar – Universidade do Porto

jsoaresvale@gmail.com

Dr. Adélio Justino Machado Vilaça

Assistente Hospitalar de Ortopedia no Centro Hospitalar do Porto - Hospital de Santo António, integrando o Grupo da Patologia do Joelho

Assistente da Cadeira de Anatomia Sistemática Humana e da Cadeira de Ortofisiatria no Mestrado Integrado em Medicina do Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar (ICBAS)

adeliovilaca@gmail.com

Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Doutorado em Engenharia Mecânica

Investigador e Professor Auxiliar na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

jorge.belinha@fe.up.pt

Eng.º Marco Marques

Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI),
Universidade do Porto, Portugal

mcmarques@inegi.up.pt

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Dr. Adélio Justino Machado Vilaça por ter aceite orientar a minha tese de mestrado, pela sugestão do projeto extremamente interessante, pela disponibilidade total e apoio que permitiram levar este trabalho a bom termo.

Queria agradecer ao Doutor Jorge Belinha por aceitar ser co-orientador deste projeto, pela atenção e paciência no esclarecimento de todas as dúvidas que foram surgindo ao longo do desenvolvimento do projeto.

Ao Engenheiro Marco Marques um obrigado por ser incansável durante a construção dos modelos e pelo esclarecimento de todas as dúvidas que foram surgindo.

À Professora Isabel Carvalho, o meu sincero agradecimento pela revisão de final de português.

Por fim, mas não menos importante, agradeço o apoio da minha família e amigos, que apesar de indiretamente, permitiram a conclusão deste trabalho.

RESUMO

Introdução - A Artroplastia Total do Joelho (ATJ) é um dos procedimentos ortopédicos mais frequentemente realizados, sendo que o número de procedimentos tem vindo a aumentar. Assim, surge a necessidade de melhorar a sobrevida das próteses, tendo em conta os resultados menos satisfatórios, após revisão cirúrgica. A variação da sobrevida protésica está associada a vários fatores, entre os quais o correto posicionamento e alinhamento dos seus componentes. Estes fatores são os mais importantes na determinação da sua durabilidade, dentro dos controlados pelo cirurgião. Apesar de a maioria dos estudos revelarem um aumento das taxas de revisão com o mal alinhamento no plano coronal, estudos recentes apresentam pouca correlação entre estes e, ainda recentemente, Bellemans questiona os benefícios de um alinhamento neutro, em pacientes com joelho varo constitucional.

Métodos - Construiu-se um modelo 3D dos componentes tibiais da prótese do joelho, obtendo-se posteriormente o modelo 2D, utilizado neste estudo. Através dos métodos numéricos FEM, NNRPIM e RPIM, avaliou-se de forma qualitativa e quantitativa a tensão a que o osso estava sujeito, variando o eixo de carga.

Resultados - Observou-se que os valores do AMTF para os quais a interface óssea está sujeita a menor absorção/formação óssea encontram-se entre 1º em valgo e 2º em varo, sendo estes resultados consistentes nos três métodos utilizados. Também foi possível constatar que os métodos meshless apresentaram valores superiores de tensões, quando comparados com o FEM.

Conclusões - Este estudo corrobora o alinhamento ótimo pós-cirúrgico considerado atualmente de $0 \pm 3^\circ$ varo. Também foi possível constatar que os métodos meshless permitem obter distribuições de tensões mais suaves, bem como apurar que são mais conservativos, o que os pode tornar mais seguros no momento de transpor para a prática clínica.

Palavras-Chave: Artroplastia Total do Joelho; *Stress-Shielding*; Remodelação Óssea; Método de Elementos Finitos; *Meshless*; Alinhamento Axial na Artroplastia Total do Joelho.

ABSTRACT

Background - Total knee arthroplasty (TKA) is one of the most often performed orthopedic procedures and the number of procedures is increasing. That being said, there is a need to improve the survival of the prosthesis, taking into account the less satisfactory results inherent to surgical review. The prosthetic's survival is associated with several factors such as the correct positioning and alignment of its components. These factors are the most important in determining the prosthetic's durability within those that can be controlled by the surgeon. Although most studies reveal increased revision rates for coronal plane improper alignment, recent studies show little correlation between these and more recently Bellemans et al questions the benefit of neutral alignment in patients with constitutional varus knee.

Methods - A 3D model of the prosthetic knee's tibial components was created, obtaining thereafter a 2D model that was used in this study. The numerical methods Finite Element Method, Natural Neighbour RPIM and Radial Point interpolation Method evaluated qualitatively and quantitatively the tension to which the bone was subject to a varying axel load.

Results - The AMTF values for which the bone interface was subject to lower absorption / bone formation are between 1 degree valgus and 2 degrees varus. These results were consistent across the three methods used. It was also established that meshless methods present higher values when compared with the FEM methods.

Conclusions - This study corroborates the optimal post-surgical alignment that is currently considered $0 \pm 3^\circ$ varus. It was also established that meshless methods are more conservative and allow smoother tension distributions which can make them safer when transposing results from this kind of studies into the clinical practice.

Keywords: Total Knee Arthroplasty; Stress-Shielding; Bone Remodeling; Finite Element Method; Meshless; Total Knee Arthroplasty Axial Alignment

LISTA DE ABREVIATURAS

2D – 2 Dimensões

3D – 3 Dimensões

AATF – Ângulo anatómico tibiofemoral

AMTF – Ângulo mecânico tibiofemoral

FEM – Finite Element Method

FEUP – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

NNRPIM – *Natural Neighbour Radical Point Interpolation Method*

RPIM - *Radical Point Interpolation Method*

TAC – Tomografia axial computadorizada

UHMWPE – Polietileno de ultra alta densidade molecular

PMMA - Polimetilmetracrilato

TKA – Total Knee Arthroplasty

OCDE – Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico

EUA – Estados Unidos da América

ATJ – Artroplastia Total do Joelho

ÍNDICE

| | |
|--|-----|
| AUTORES | i |
| AGRADECIMENTOS | ii |
| RESUMO | iii |
| ABSTRACT | iv |
| LISTA DE ABREVIATURAS | v |
| INTRODUÇÃO | 1 |
| MÉTODOS | 2 |
| Material em Estudo | 2 |
| Construção do modelo | 2 |
| Definição das Constantes dos Materiais | 3 |
| Aplicação das Forças | 4 |
| Obtenção de Resultados | 4 |
| Cálculo das Tensões | 5 |
| Análise Estatística | 5 |
| RESULTADOS | 6 |
| Análise qualitativa | 6 |
| Análise quantitativa | 6 |
| DISCUSSÃO | 8 |
| Limitações do Estudo | 11 |
| Conclusão | 11 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 12 |
| ANEXOS | 15 |
| Anexo 1 | 15 |
| Anexo 2 | 15 |

INTRODUÇÃO

A Artroplastia Total do Joelho (ATJ) é um dos procedimentos ortopédicos mais frequentemente realizados, sendo a média nos países membros da OCDE de 118 procedimentos primários por 100.000 habitantes e de 62 em Portugal. (1) Estes números têm vindo a aumentar e estima-se que a necessidade de ATJ realizadas anualmente, em 2030 aumente 673% nos EUA. (2) Estes valores devem-se ao aumento do número de pessoas que sofrem de osteoartrose, justificado tanto pelo envelhecimento da população como pela prevalência de obesidade, que é o principal fator de risco após a idade e o sexo. (1)

A ATJ está associada a um impacto significativo na qualidade de vida relacionada com o alívio da dor e melhoria da função. No entanto, algumas falham durante a sobrevida prevista, necessitando de revisão cirúrgica. (3) Com o aumento de ATJ, estima-se que o número de revisões também aumente, (4) sendo importante melhorar a sobrevida das próteses, pois as revisões estão associadas a resultados menos satisfatórios e aumento do risco de complicações. (3)

A variação da sobrevida protésica está associada a diferenças no design do implante, tipo de fixação, indicação para ATJ, técnica cirúrgica e fatores relacionados com o doente. (5) Relativamente a técnica cirúrgica, é amplamente aceite que o correto posicionamento e alinhamento dos componentes é um dos fatores que afeta significativamente a sobrevida da prótese, bem como a satisfação do doente, (6) sendo reportado como primeira causa de revisão em 2.9% a 7% das revisões totais das ATJ, (7,8) assumindo nas revisões precoces (até 5 anos) um papel ainda mais significativo, sendo responsável por 27% das revisões, juntamente com instabilidade. (8) Por sua vez, o alinhamento apropriado da ATJ está relacionado com uma maior estabilidade, menor taxa de desprendimento e scores clínicos mais altos. (9) Assim, a restauração de um eixo mecânico adequado é considerado um dos objetivos da ATJ e considerada o fator controlado pelo cirurgião mais importante na determinação da durabilidade da ATJ. (10) Apesar desta importância, a literatura atual não possui valores de referência para o alinhamento no plano coronal. (9)

O alinhamento pode ser descrito de duas formas, tanto pelo ângulo anatómico tibiofemoral (AATF), como pelo ângulo mecânico tibiofemoral (AMTF). Tradicionalmente, têm sido usados os valores da zona de segurança de $0 \pm 3^\circ$ varo do ângulo MFT, para definir joelhos alinhados versus mal alinhados. (11) A maioria dos estudos revelaram um aumento das taxas de revisão com o mal alinhamento no plano coronal (9,10,12–14). No entanto, estudos recentes apresentam pouca correlação entre estes (15–17). Recentemente, Bellemans et al verificou que 32% dos homens e 17% das mulheres têm joelho varo, introduzindo o conceito de joelho varo constitucional, questionando os benefícios de um alinhamento neutro nestes

doentes. (18)

Tendo em consideração a polémica atual quanto ao alinhamento alvo pós-operatório da ATJ, o presente estudo irá recorrer a três métodos numéricos, o *Finite Element Method* (FEM) e os métodos meshless: *Radial Point interpolation Method* (RPIM) e o *Natural Neighbour RPIM* (NNRPIM), para simular a adaptação óssea na interface prótese/joelho, variando o alinhamento da prótese do joelho. O método Meshless é visto como a próxima geração de técnicas computacionais, ganhando muita atenção por parte dos investigadores, devido à limitação dos métodos convencionais baseados em malhas fixas, como o *Finite Element Method* (FEM). (19) O NNRPIM é muito orgânico e verdadeiramente “sem malha”. Comparando com outras abordagens numéricas, o NNRPIM permite produzir campos variáveis mais suaves e mais precisos, tais como os campos de deslocamento e de tensão/deformação. (20)

Com o recurso a estes métodos numéricos, irá avaliar-se a adaptação óssea, tentando encontrar uma faixa de valores ótima do ângulo MFT, com o objetivo de selecionar a melhor solução clínica para o paciente, no momento de colocação do implante.

MÉTODOS

MATERIAL EM ESTUDO

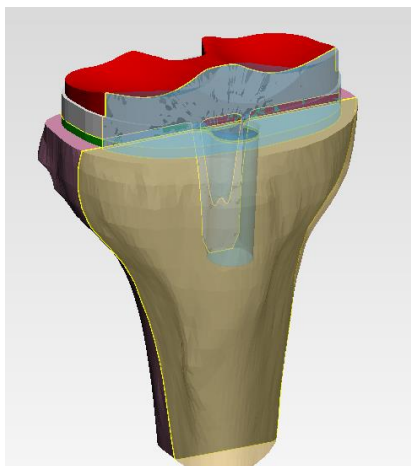


Figura 1 - Modelo 3D construído

No presente estudo, avaliou-se a adaptação/remodelação da interface prótese/osso da componente proximal da tibia. De forma a simplificar o problema, definiu-se que a componente tibial da prótese total do joelho se encontrava alinhada com o eixo mecânico da tibia. Desta forma, apenas a variação da colocação do componente femoral iria afetar as tensões a que o osso proximal da tibia estaria sujeito.

A construção do modelo baseou-se na prótese *NexGen LPS-Flex Mobile*® da Zimmer®.

Construção do modelo

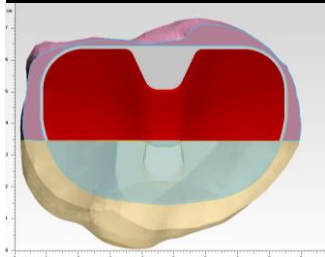


Figura 2 - Plano de Corte

Para a construção do modelo, teve-se em consideração os 3 componentes envolvidos no componente tibial da prótese do joelho: osso tibial proximal, parte tibial da prótese (componente metálico de CoCrMo e componente móvel de UHMWPE) e cimento ósseo.

Inicialmente, procedeu-se à construção do modelo 3D do componente ósseo da tibia proximal, recorrendo ao programa

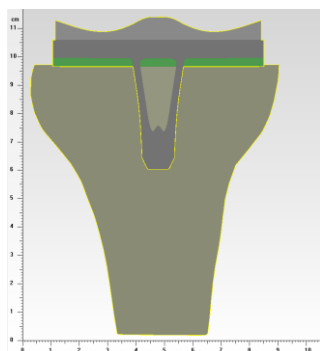


Figura 3 – Modelo 2D

comercial *Mimics*[®], tendo como base uma TAC. Utilizou-se posteriormente o software comercial *3-matic*[®], para fazer alguns ajustes no modelo resultante, ambos softwares da *Materialise*[®].

Para a construção da porção tibial da prótese, inicialmente definiu-se o tamanho da mesma. Utilizou-se a medição com

calibração do tamanho médio-lateral do prato tibial, através da TAC utilizada (79.6mm), correspondendo a um tamanho nº8 de prótese.

Após seleção do tamanho, realizou-se a construção do componente metálico de CoCrMo e de UHMWPE, através do programa comercial Solidworks[®], tendo como base os moldes da Zimmer[®].

Por último, procedeu-se à colocação da componente metálica da prótese no modelo 3D do osso da tíbia proximal. Para a sua colocação, foi efetuado um corte perpendicular ao eixo-mecânico da tíbia, 9mm abaixo da interlinha articular, mimetizando assim a técnica cirúrgica.

Foi desenhada uma camada de espessura de 3mm,(21) a colocar sobre o prato tibial, com o intuito de simular a camada de cimento colocada durante o procedimento cirúrgico.

Para obter o modelo geométrico 2D, a utilizar no estudo numérico, foi realizado um corte coronal no modelo 3D construído (figura 1). O plano de corte selecionado (figura 2) teve em conta o plano médio ântero-posterior, sendo selecionado um plano ligeiramente anterior a este, com o objetivo de incorporar a haste no modelo 2D. Após ter obtido o modelo 2D a testar (figura 3), discretizou-se o problema (gerando uma malha de nós e elementos finitos), com recurso ao programa comercial FEMAP[®].

DEFINIÇÃO DAS CONSTANTES DOS MATERIAIS

Para definição das constantes dos materiais, recorreu-se aos valores da tabela 1, sendo considerado o valor superior para o módulo de elasticidade e o valor inferior para o Coeficiente de Poisson, para todos os constituintes do modelo.

| Material | Módulo de elasticidade (GPa) | Coeficiente de Poisson |
|--|-------------------------------------|-------------------------------|
| Osso cortical | 14-18 | 0.3-0.5 |
| Osso esponjoso | 0.1-1.3 | 0.3-0.5 |
| Ligas de (Cr-Co-Mo) | 200-220 | 0.3 |
| Polimetilmetracrilato (PMMA) | 2.5-3 | 0.3 |
| Polietileno de ultra alta densidade molecular (UHMWPE) | 0,5-1 | 0.3 |

Tabela 1: Valores obtidos de Completo A, Fonseca F. Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica. 2011(22)

APLICAÇÃO DAS FORÇAS

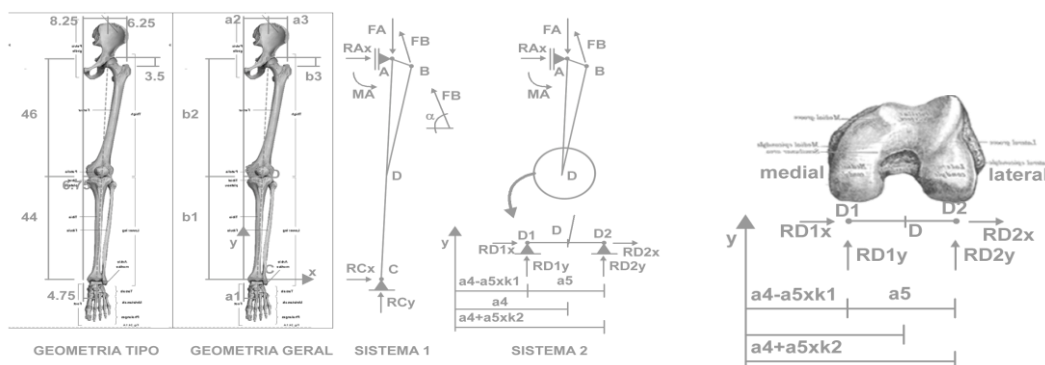


Figura 4 – Modelo mecânico simplificado das estruturas ósseas envolvidas na análise. AD – ângulo mecânico femoral (AMF); BD – ângulo anatómico femoral (AAF); DC – ângulo mecânico e anatómico tibial (AMT;AFT)

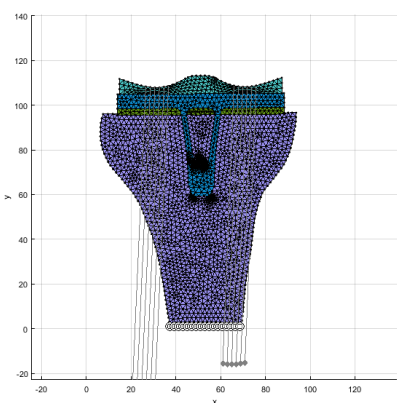


Figura 5: Modelo 2D no FEMAS®

Para calcular a força a que a tíbia proximal estaria sujeita para diferentes alinhamentos do joelho, recorreu-se às equações fundamentais da estática, assumindo-se os diagramas de corpo livre apresentado e fundamentados na figura 4. É possível encontrar na literatura alguns trabalhos relacionados(22–24). Os parâmetros geométricos representados na figura 4 podem ser encontrados no Anexo 1.

No cálculo, foram consideradas duas variáveis: k_1 e k_2 , sendo que $k_1 + k_2 = 1$, correspondendo k_1 à percentagem desvio do ponto médio de contacto tibiofemoral para medial (figura 5). Considerou-se que o valor de k_1 varia apenas entre 0 e 1, pois fora destes limites teria que se ter em consideração o papel dos ligamentos colaterais, papel que não foi considerado no presente estudo. Simplificou-se o modelo, considerando que para um ângulo mecânico tibiofemoral (AMTF)=0° em varo o joelho se encontra normoalinhado e, desta forma, com o valor de $k_1 = k_2$. A um valor de k_1 corresponde um valor do ângulo mecânico tibiofemoral (AMTF), (tabela 2). Tal como k_1 , AMTF também tem limites, sendo eles $\pm 6.3^\circ$ em varo. Assim, para valores de $k_1 = k_2$, $k_1 > k_2$ e $k_1 < k_2$ corresponde, respetivamente, um joelho normoalinhado, valgo e varo.

OBTENÇÃO DE RESULTADOS

Recorreu-se ao software comercial *MATLAB*® para utilizar a toolbox académica *FEMAS*®, desenvolvida na FEUP, para avaliar a interface prótese/osso do modelo 2D desenvolvido (figura 5). Esta toolbox permitiu testar o modelo, utilizando os métodos meshless RPIM e NNRPIM e o método FEM.

| | | K1=0 AMTF=6.3° | K1=0.14 AMTF=4.5° | K1=0.26 AMTF=3° | K1=0,5 AMTF=0 | K1=0.74 AMTF=-3° | K1=0.86 AMTF=-4.5° | K1=0,93 AMTF=-6.4° |
|-------------------|---|-------------------|----------------------|--------------------|------------------|---------------------|-----------------------|-----------------------|
| Força Medial (N) | x | 72,5 | 61.7 | 52.4 | 33.9 | 15.4 | 6.2 | -4.6 |
| | y | 1594,5 | 1357 | 1153.5 | 746.4 | 339.3 | 135.7 | -101.8 |
| Força Lateral (N) | x | 4.6 | 15.4 | 24.7 | 43.2 | 61.7 | 70.9 | 81.7 |
| | y | 101.8 | 339.3 | 542.8 | 949.9 | 1357 | 1560.6 | 1798.1 |

Tabela 2: Forças utilizadas variando o valor de k, sendo que para valores de AMTF positivos e negativos, o joelho está em varo e valgo, respectivamente. AMTF: Ângulo mecânico tibiofemoral (° em varo); K: corresponde à percentagem de desvio do ponto médio de contacto tibiofemoral para medial

CÁLCULO DAS TENSÕES

O campo das tensões do modelo 2D foi obtido com a toolbox FEMAS. Foram obtidos vários campos de tensões para os diferentes valores de k1, os quais conduzem a distintos valores de AMTF (Tabela 2).

Foi considerada uma área de contacto articular de 150 mm² (10x15) em cada côndilo, (25) tendo sido a análise bidimensional simplificada, considerando um estado plano de deformação (que considera uma fatia de material de apenas 1mm). A carga aplicada na tabela 2 deverá ser aplicada, considerando um rácio de 1/15.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, recorreu-se a uma avaliação qualitativa das tensões a que o modelo estaria sujeito para os diferentes ângulos. Esta análise permitiu selecionar os nós que estariam sujeitos a maior ou menor tensão, em risco de formação e reabsorção óssea, respetivamente.

Seguiu-se uma avaliação quantitativa dos 7 nós selecionados (2 no prato medial, 2 no prato lateral e 3 peri-haste). Para esta avaliação quantitativa, foi avaliada a tensão efetiva a que cada nó estaria sujeito, variando o valor do AMTF. Esta variação foi avaliada com os três métodos numéricos (FEM, RPIM e NNRPIM) e representados em gráficos, um por cada método.

Para avaliar as diferenças entre métodos numéricos, também se efetuou inicialmente uma avaliação qualitativa através da comparação das imagens obtidas após simulação com os diferentes métodos, para o mesmo valor de AMTF. De seguida, avaliou-se quantitativamente a percentagem de variação de tensões num determinado ponto, tendo em conta o valor das mesmas, no alinhamento neutro (AMTF=0°). Após a obtenção deste valor, fez-se a média da variação dos 7 pontos em estudo em cada ângulo, sendo representada num gráfico a sua variação por AMTF, em cada método.

RESULTADOS

ANÁLISE QUALITATIVA

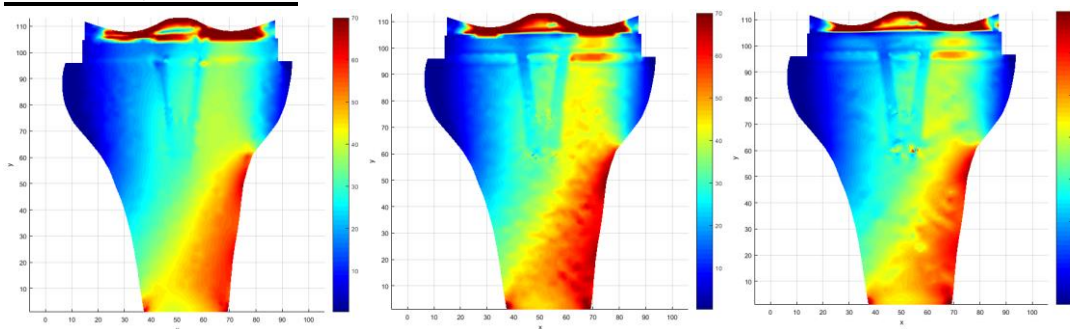


Figura 6: Tensões obtidas (MPa) no ângulo AMTF=3°, nos modelos FEM, RPIM e NNRPIM, da esquerda para a direita, respetivamente. Na figura o côndilo medial e lateral estão representados à direita e esquerda, respetivamente.

Obtiveram-se os mapas de tensão dos três métodos numéricos utilizados, para os 7 valores de AMTF testados (Anexo 2). Através da análise qualitativa da interface prótese/osso, pode-se observar que para os métodos meshless (RPIM e NNRPIM) existe um maior detalhe na distribuição das tensões, quando comparados com o FEM.

Observou-se, através da avaliação da escala de cores, numa determinada região, nos diferentes métodos, que, por norma, o método RPIM apresenta tensões mais elevadas, seguindo-se do NNRPIM e, por último, o FEM.

A análise do mapa de tensões dos diferentes métodos, para diferentes valores de AMTF presentes no Anexo 2, permitiu seleccionar os nós representados na Figura 7. Estes foram aqueles que qualitativamente se encontravam em zonas de maior ou menor tensão e, portanto, sob o risco de formação ou reabsorção óssea, respetivamente. Exceção foram os nós que se encontravam na interface com a haste da prótese (nós 1,4 e 7), que, apesar de qualitativamente não se encontrarem com elevadas tensões, foram seleccionados para representar os valores de tensão a que esta região está sujeita.

ANÁLISE QUANTITATIVA

A literatura (22) indica que, para valores de tensão inferiores a 2 Mpa, o tecido ósseo inicia o processo de absorção e que, para valores superiores a 2 Mpa, dá-se modelação óssea. Assim, os valores do AMTF desejados serão aqueles em que a maior parte dos pontos se encontra perto deste valor, e, como tal, não se encontram nem em risco de reabsorção, nem em risco de formação excessiva.

Os resultados obtidos nos 3 métodos numéricos utilizados (FEM, NNRPIM e RPIM) foram representados em gráficos, nos quais as tensões efetivas dos 7 nós seleccionados variam com os valores de AMTF.

Considerando a premissa que valores muito afastados de 2MPa estão sujeitos a absorção (valores inferiores) ou formação óssea (valores superiores), observa-se que os

valores de AMTF para o qual um maior número de nós se encontra próximo do valor de tensão de 2 MPa é o intervalo de AMTF entre 1º valgo a 2º em varo. O valor de AMTF em que a maior parte de nós se encontra mais próxima de 2MPa é o de 2º em varo.

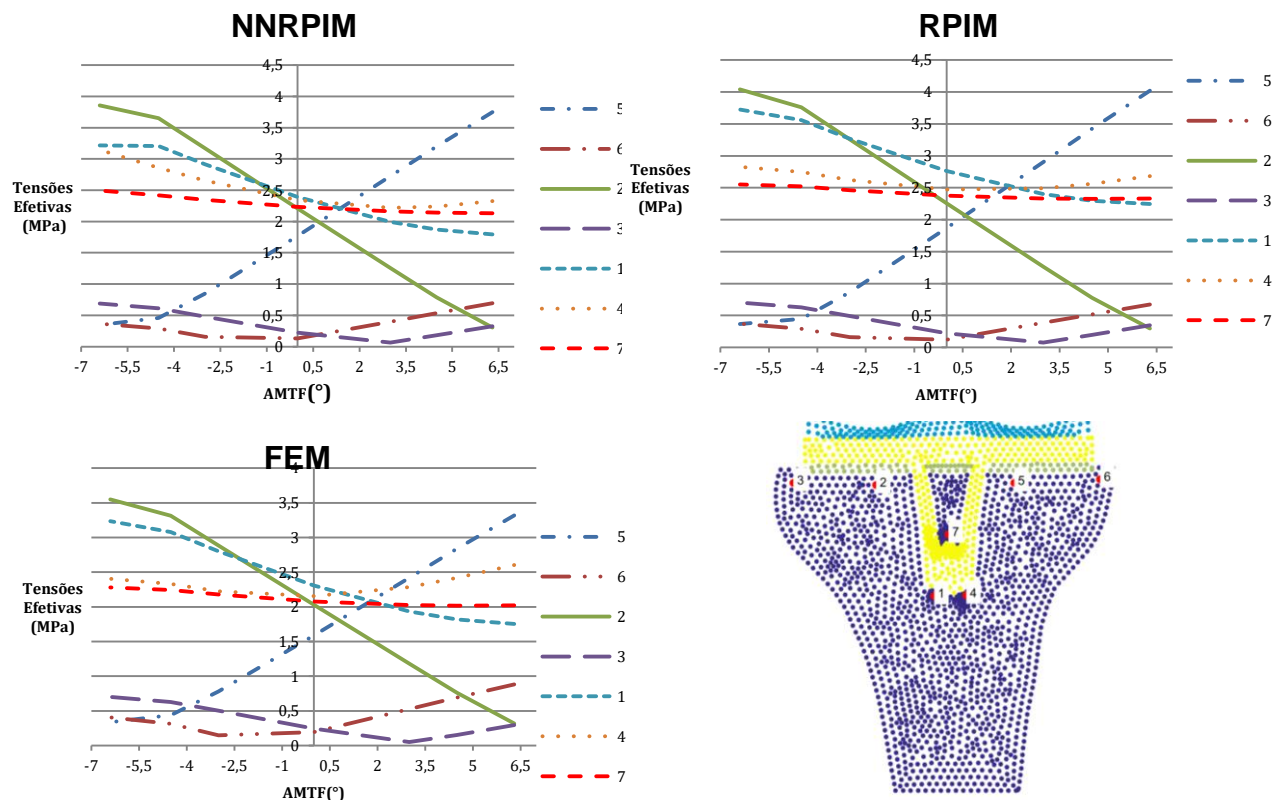


Figura 7: Variação das tensões efetivas dos nós selecionados, variando o valor de AMTF, nos métodos NNRPIM, FEM e RPIM. Legenda e localização dos nós selecionados em estudo. AMTF (ângulo mecânico tibiofemoral)

Ao efetuar-se a avaliação individual dos nós, pode-se observar que existem dois nós (6 e 3) que, independentemente do valor do AMTF, se encontram sempre em risco de absorção óssea, uma vez que apresentam valores de tensões efetivas inferiores a 1MPa.

Na análise dos nós peri-haste (1,4 e 7), constata-se que estes não sofrem variação significativa de tensões com a variação do AMTF, mantendo-se sempre próximos do valor de 2 MPa. No entanto, o nó 1, que se localiza na interface óssea, em contacto com a extremidade inferior da haste da prótese, está sujeito a tensões mais elevadas, à medida que o valor de AMTF se aproxima de uma posição em valgo.

Pelo contrário, os pontos 2 e 5 são aqueles que sofrem maior alteração dos valores de tensão efetiva. Estes pontos têm também comportamentos simétricos, uma vez que, à medida que um aumenta, o outro diminui. Consoante a alteração do AMTF, observa-se que, para valores de $AMTF > 2$ se encontra em risco de absorção (ponto 2) e formação (ponto 5) e, para valores de $AMTF < -1$, em risco de absorção (ponto 5) e formação (ponto 2).

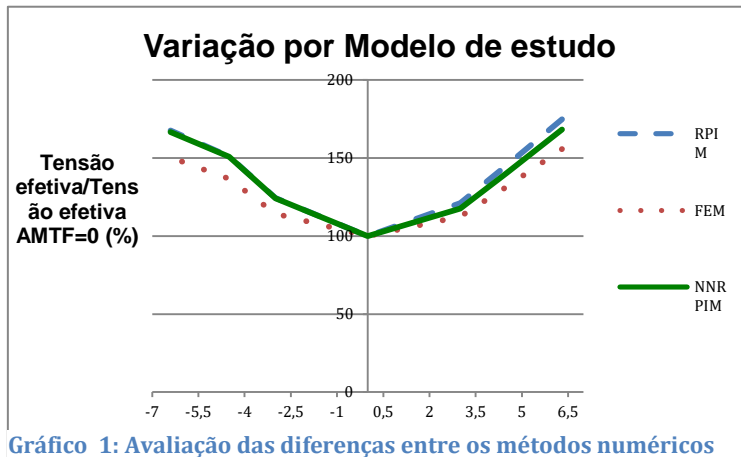


Gráfico 1: Avaliação das diferenças entre os métodos numéricos

Os gráficos obtidos mostram valores muito idênticos para os mesmos pontos, independentemente do método utilizado.

Entre os métodos, observa-se que existe apenas uma variação na ordem de grandeza das tensões. O gráfico 1 mostra que existe um comportamento semelhante para

todos os modelos. À medida que ocorre variação do valor de AMTF, pode-se observar que, independentemente do valor de AMTF, os métodos meshless apresentam valores superiores em relação ao valor de FEM.

Avaliou-se a média das diferenças dos valores representados no Gráfico 1, em cada ponto entre os métodos meshless e o método FEM. Entre o método FEM e RPIM, observou-se um valor de 8,7% superior no último. Entre o FEM e NNRPIM, observou-se que o NNRPIM apresentava valores superiores em 6,5%, em média.

DISCUSSÃO

O osso é um tecido vivo dinâmico, metabolicamente ativo, que está constantemente a crescer, a remodelar-se e a reparar-se, ao longo da vida, no sentido de manter a estabilidade e a integridade.(26) A remodelação requer células que reabsorvam o osso velho, os osteoclastos, e as células que formam novo osso, os osteoblastos. A capacidade de o osso se adaptar a cargas mecânicas também se baseia na reabsorção e formação de osso pelas células ósseas. No processo de adaptação, designado normalmente por remodelação óssea, a reabsorção e a formação de osso ocorrem em locais diferentes, com consequente alteração da morfologia óssea. Para se adaptar às condições mecânicas, a modelação óssea também necessita de células sensíveis a estímulos mecânicos, os osteocitos. (22)

A correlação entre as cargas e a adaptação óssea é descrita na Lei de Wolf, na qual é referido que as forças são sentidas pelo osso e este adapta a sua estrutura e morfologia de acordo com o estímulo mecânico, adquirindo uma estrutura mais resistente a essa carga, procurando sempre minimizar a sua massa. (27) Os estímulos mecânicos são um potente estímulo para o osso. Estes conduzem à adaptação óssea através da alteração das propriedades mecânicas do osso, permitindo ao tecido ósseo ajustar-se às tensões originadas. (28)

Tendo em conta a importância do estímulo mecânico nas propriedades, estrutura e morfologia óssea, no momento de colocação do implante tem que se ter em consideração o efeito de stress-shielding. O stress-shielding é a redistribuição de tensão no osso no momento de colocação do implante, e é um dos fatores mecânicos, no osso, que pode contribuir para a falência dos implantes. Surge como consequência da redução da carga mecânica no osso pela presença de um implante adjacente, resultando em perda e atrofia óssea (reabsorção). A reabsorção óssea resultante pode levar a perda do suporte mecânico e/ou do stock ósseo, migração do implante e fratura da prótese e/ou do osso.(22)

Tal como seria de esperar, tendo em conta a importância dos efeitos mecânicos na adaptação óssea, a metáfise do osso tibial tem capacidade de se adaptar às alterações mecânicas, como o mal alinhamento causado pela osteoartrose.(29) Após a colocação do implante do joelho, o osso da metáfise também se adapta à alteração das cargas, após a correção do mal-alinhamento pré-operatório. (30) A remodelação óssea que ocorre por alteração da carga pode submeter o osso periprotésico ao efeito de stress shielding, por haver uma diminuição da tensão local, por ser parcialmente transferida através do cimento e prótese.(31) Além disso, a densidade óssea mostrou estar estreitamente correlacionada com as propriedades mecânicas do osso, sugerindo que a perda de osso devido ao componente tibial da prótese é uma das principais preocupações no que toca ao sucesso da ATJ, uma vez que pode ser uma ameaça à estabilidade do joelho.(32) Assim, o entendimento do processo da adaptação óssea, tendo em conta o comportamento mecânico, é uma questão importante, especialmente na escolha do implante ortopédico mais adequado para determinado caso.(33)

Considerando a importância do estímulo mecânico após a colocação do implante na adaptação óssea, o presente estudo avaliou a variação das tensões na região periprotésica, variando o alinhamento da prótese. Observou-se que os valores de AMTF entre 1º valgo e 2º varo são aqueles que apresentam valores mais próximos de 2 MPa, valor em que ocorre um equilíbrio entre formação/absorção e a partir do qual para tensões inferiores ocorre absorção, e para valores superiores ocorre formação óssea. Este valor vai de encontro ao que se busca atualmente durante a ATJ, que é posicionar a prótese normoalinhada ($AMTF=0 \pm 3^\circ$ varo). (34) Também vai de encontro aos resultados obtidos em vários estudos, que mostram um aumento das taxas de revisão cirúrgica para valores fora deste intervalo.(9,10,12–14) Observa-se, neste estudo, que, para valores fora do intervalo 1º valgo a 2º varo, existem regiões sob o prato tibial, nomeadamente as representadas pelos nós 2 (região lateral) e 5 (região medial), que se encontram em risco de absorção óssea, provavelmente por efeito de stress shielding, o que pode colocar a estabilidade da prótese em risco e, consequentemente, aumentar o risco de falha e consequente revisão cirúrgica.

Constatou-se, também, que, nas extremidades do prato tibial da prótese, tanto medial (nó 6) como lateral (nó 3), independentemente do alinhamento, estas regiões se encontram sob tensões demasiado baixas, podendo-se inferir que estão em risco de absorção óssea. Este efeito deve-se, provavelmente, ao efeito de stress shielding, no qual o design da prótese redistribui as tensões, poupando estas regiões, tornando-as suscetíveis a absorção óssea e colocando em risco a estabilidade protésica. Desta forma, as extremidades devem ser consideradas como regiões em risco de absorção óssea e alvo de atenção, no momento de seleção da prótese a usar, uma vez que a variação do valor de AMTF não faz variar para valores não sujeitos a absorção.

Quanto aos nós localizados na região peri-haste (1,4 e 7), podemos observar que apresentam valores de tensões efetivas relativamente constantes, independentemente do alinhamento. Estes dados vão de encontro ao que é o standard em termos cirúrgicos atualmente, que é o uso de próteses com hastes curtas. Quando comparadas com as hastes de maiores dimensões, as últimas estão associadas a maiores valores de reabsorção óssea periprotésica e maiores concentrações de tensões na extremidade da haste, com consequente maior risco de falha.(35)

Para a obtenção dos resultados, recorreu-se aos métodos meshless RPIM e NNRPIM e ao FEM. O último é um método numérico discreto que tem sido usado extensivamente na biomecânica computacional ortopédica, para avaliar o comportamento biomecânico de tecidos biológicos, particularmente do osso.(36) Quanto aos métodos meshless, são vistos como a próxima geração de técnicas computacionais, ganhando muita atenção por parte dos investigadores, devido à limitação dos métodos convencionais baseados em malhas fixas, como o FEM. (19)

Em todos os nós avaliados para todos os valores de AMTF, constatou-se que os valores das tensões efetivas foram superiores em termos absolutos nos métodos numéricos meshless, quando comparados com o método de malhas FEM. Comparando individualmente cada método meshless com o FEM, observou-se que, em relação ao NNRPIM, este apresentava valores superiores em 6,5% em média, enquanto que o RPIM apresentava valores 8,7% superiores. A partir destes dados, podemos inferir que os métodos meshless são mais conservativos, no sentido em que, para uma determinada tensão, quando comparados com o método FEM, dão valores mais elevados, transmitindo, desta forma, mais segurança no momento de transpor os dados em estudo para a prática clínica. Para além disso, através da avaliação qualitativa dos mapas de tensões, observa-se que os métodos meshless apresentam resultados mais suaves, tal como descrito na literatura, justificando o entusiasmo dos investigadores com o uso deste método.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O presente estudo, tal como todos os métodos de simulação, apresenta várias limitações. Em primeiro lugar, dada a ausência da prótese original para a extração de dimensões, bem como do valor das dimensões encontradas na literatura ou disponibilizadas pelo fabricante, a construção do modelo foi baseada num molde da prótese e não na prótese original. Daqui poderão resultar algumas diferenças que podem afetar de forma não mensurável os vários resultados obtidos. Em segundo lugar, o facto de o modelo a testar ser 2D, faz prever o que acontece na interface osso/prótese no plano determinado e não o que acontece na interface total prótese/joelho, constituindo este também uma limitação, uma vez que falha em aproximar-se à realidade. Apesar de ter sido construído um modelo 3D, este não foi testado, uma vez que, para métodos meshless, o número de nós do modelo era demasiado elevado para obter resultados num tempo aceitável pela tecnologia existente atualmente. Em terceiro lugar, o alinhamento pré-operatório influencia os valores de tensão a que a tíbia proximal está sujeita. Tendo em conta o stress-shielding, as propriedades ósseas do osso ao longo da tíbia proximal irá variar consoante o paciente se encontre em varo, valgo ou normoalinhado. Estes valores não foram consideradas no presente estudo. Assim, os resultados obtidos podem apenas ser significativos para os joelhos pré-operatórios normoalinhados, nos quais a distribuição das tensões na tíbia proximal é equitativa e, por sua vez, a densidade óssea também e respetivas propriedades mecânicas.

CONCLUSÃO

Através deste estudo, podemos corroborar que o alinhamento ótimo pós-cirúrgico se encontra dentro dos valores que são considerados atualmente de $0 \pm 3^\circ$ varo. Também foi possível constatar que os métodos meshless permitem, de facto, obter resultados mais suaves e mais conservativos, o que os poderá tornar mais seguros, no momento de transpor para a prática clínica. Futuramente, deverão ser desenvolvidos mais estudos utilizando os métodos meshless, com aperfeiçoamento das limitações deste estudo, bem como a obtenção de resultados utilizando o modelo 3D construído, que permitirá simular, de forma mais aproximada, o que se observa na prática clínica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Indicators O. Health at a Glance 2011: OECD Indicators. 2011.
2. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. 2007;780–5.
3. Gallo J, Goodman SB, Konttinen YT, Wimmer MA, Holinka M. Acta Biomaterialia Osteolysis around total knee arthroplasty: A review of pathogenetic mechanisms. Acta Biomater. Acta Materialia Inc.; 2013;9(9):8046–58.
4. Parchi PD, Parchi PD. Densitometric evaluation of periprosthetic bone remodeling. Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism:226–31.
5. Rand JA, Trousdale RT, Ilstrup DM, Harmsen WS. Factors affecting the durability of primary total knee prostheses. J Bone Joint Surg Am. The American Orthopedic Association; 1 de Fevereiro de 2003.
6. Sikorski JM. Alignment in total knee replacement. J Bone Jt Surg - Br Vol. 2008;90-B(9):1121–7.
7. Schroer WC, Berend KR, Lombardi A V., Barnes CL, Bolognesi MP, Berend ME, et al. Why Are Total Knees Failing Today? Etiology of Total Knee Revision in 2010 and 2011. J Arthroplasty. Elsevier Inc.; 2013;28(8):116–9.
8. Dalury DF, Pomeroy DL, Gorab RS, Adams MJ. Why are Total Knee Arthroplasties Being Revised ? J Arthroplasty. Elsevier Inc.; 2013;28(8):120–1.
9. Kim Y, Park J, Kim J, Park S. The relationship between the survival of total knee arthroplasty and postoperative coronal , sagittal and rotational alignment of knee prosthesis. International Orthopaedics. 2014;379–85.
10. Fang DM, Ritter M a., Davis KE. Coronal Alignment in Total Knee Arthroplasty. J Arthroplasty. Elsevier B.V.; 2009;24(6):39–43.
11. Abdel MP, Oussedik S, Parratte S, Lustig S, Haddad FS. Coronal alignment in total knee replacement DIRECTION. 2014;96(7):857–62.
12. Jeffery RS, Morris RW, Denham R a. Coronal alignment after total knee replacement. The Journal of bone and joint surgery. British volume. 1991. p. 709 14.
13. Lewallen DG, Bryan RS, Peterson LF. Polycentric total knee arthroplasty. A ten-year follow-up study. J Bone Joint Surg Am. The American Orthopedic Association; 1 de Outubro de 1984
14. Tew M, Waugh W. Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement. The Journal of bone and joint surgery. British volume. 1985. p. 551–6.

15. Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ. Effect of Postoperative Mechanical Axis Alignment on the Fifteen-Year Survival of Modern, Cemented Total Knee Replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92:2143-2149;
16. Morgan SS, Bonshahi A, Pradhan N. The influence of postoperative coronal alignment on revision surgery in total knee arthroplasty. *International Orthopaedics*. 2008;639–42.
17. Bonner TJ, Eardley WGP, Patterson P, Gregg PJ. The effect of post-operative mechanical axis alignment on the survival of primary total knee replacements after a follow-up of 15 years. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93-B:1217–22.
18. Bellemans J, Colyn W, Vandenuecker, Victor J. Is Neutral Mechanical Alignment Normal for All Patients? The Concept of Constitutional Varus. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 9 de junho 2011
19. Daxini SD, Prajapati JM. A Review on Recent Contribution of Meshfree Methods to Structure and Fracture Mechanics Applications. *ScientificWorldJournal*. Hindawi Publishing Corporation; 2014;2014:247172.
20. Belinha J, Dinis LMJS, Jorge RMN. The Meshless Methods in the Bone Tissue Remodelling Analysis. *Procedia Eng*. Elsevier B.V.; 2015;110:51–8.
21. Vanlommel J, Luyckx JP, Labey L, Innocenti B, Corte R De, Bellemans J. Cementing the Tibial Component in Total Knee Arthroplasty : Which Technique is the Best ?
22. Completo A, Fonseca F. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. 2011.
23. Orr TE. An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling-Application: A Preliminary Remodeling Simulation. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;662–70.
24. Beaupre GS, Orr TE, Carter DR. An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling-Theoretical Development. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;(3):651–61.
25. Velde SK Van De, Bingham JT, Hosseini A, Kozanek M, Defrante LE, Gill TJ, et al. Increased Tibiofemoral Cartilage Contact Deformation in Patients With Anterior Cruciate Ligament Deficiency. *Arthritis & Rheumatism*. 2009;60(12):3693–702.
26. Proff P, Römer P. The molecular mechanism behind bone remodelling : a review. *Clin Oral Invest*. 2009;355–62.
27. Robling AG, Castillo AB, Turner CH. Biomechanical and Molecular Regulation of Bone Remodeling. *Annu. Rev. Biomed. Eng*. 2006. 8:455–98.
28. Sims NA, Gooi JH. *Seminars in Cell & Developmental Biology* Bone remodeling : Multiple cellular interactions required for coupling of bone formation and resorption. *Seminars in Cell & Developmental Biology* 19 (2008) 444–451.
29. Sharma L. Adapted to Alignment and Mechanical Load. 2010;84(3):186–94.

30. Jaroma A, Soinninvaara T, Kröger H. Periprosthetic tibial bone mineral density changes after total knee arthroplasty Periprosthetic tibial bone mineral density changes after total knee arthroplasty A 7-year follow-up of 86 patients. 2016;3674.
31. Au AG, Raso VJ, Liggins AB, Amirfazli A. Contribution of loading conditions and material properties to stress shielding near the tibial component of total knee replacements. 2007;40:1410–6.
32. Lonner JH, Klotz M, Levitz C, Lotke PA. Changes in Bone Density After Cemented Total Knee Arthroplasty Influence of Stem Design. 2001;16(1):12–4.
33. Fernandes P, Rodrigues H, Jacobs C. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering A Model of Bone Adaptation Using a Global Optimisation Criterion Based on the Trajectorial Theory of Wolff. (November 2014):37–41.
34. Abdel MP, Oussedik S, Parratte S, Lustig S, Haddad FS. Coronal alignment in total knee replacement: historical review, contemporary analysis, and future direction. Bone Joint J. 2014;96-B(7):857–62.
35. Jos T, Dissertation FR. Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis Tiago José Fonseca Robalo Dissertation for obtaining the Master ' s Degree in Biomedical Engineering. 2011;(November).
36. Nyman JS, Hazelwood SJ, Rodrigo JJ, Martin RB, Yeh OC. Long stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws : a computational bone adaptation study. 2004;22:51–7

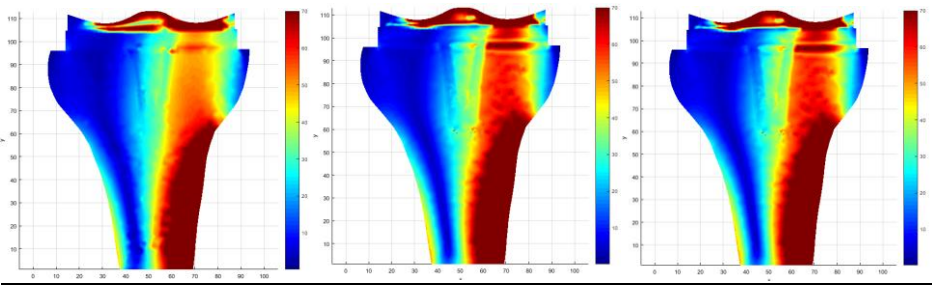
ANEXOS

ANEXO 1

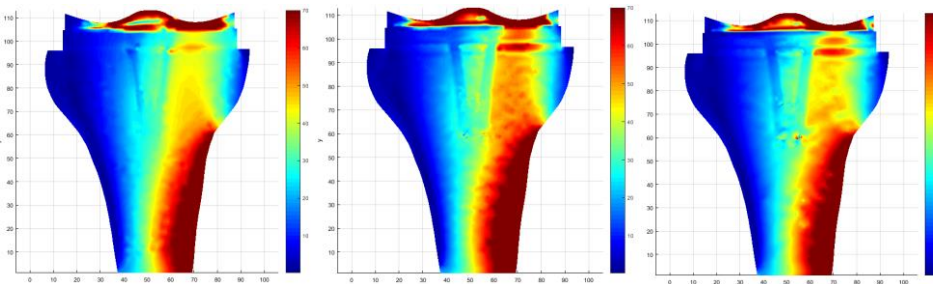
| Variavel | A1 | A2 | A3 | A4 | A5 | B1 | B2 | B3 |
|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|------|------|-------|
| Magnitude (m) | 0,0475 | 0,0825 | 0,0625 | 0,0645 | 0,0645 | 0,44 | 0,46 | 0,035 |

ANEXO 2

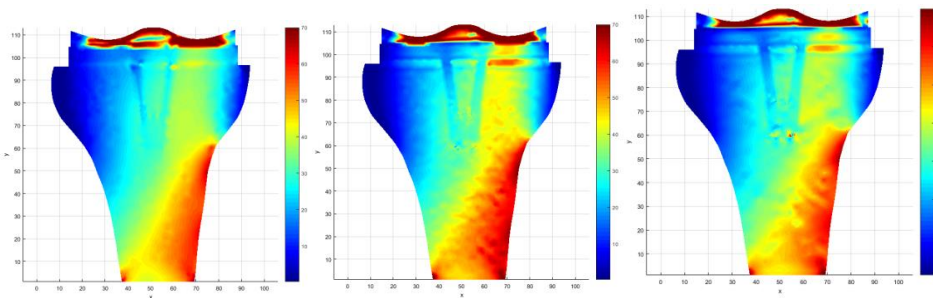
AMTB = 6,3° (FEM, RPIM, NNRPIM)



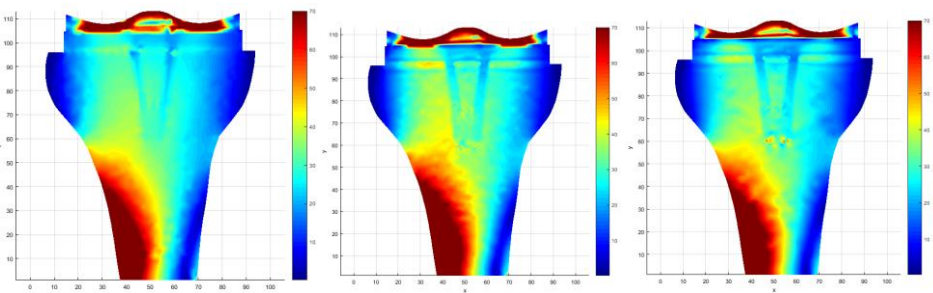
AMTB = 4,5° (FEM, RPIM, NNRPIM)



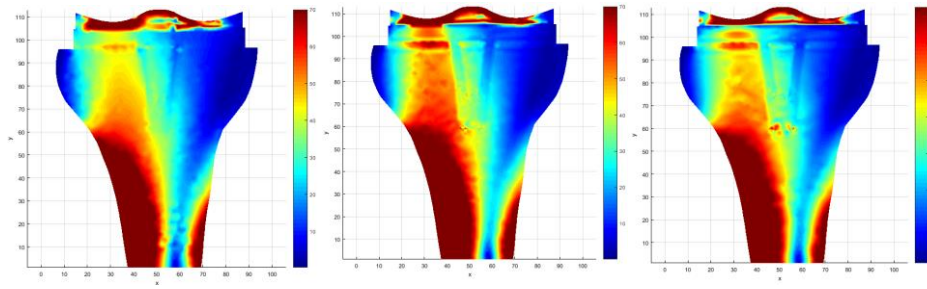
AMTF = 3° (FEM, RPIM, NNRPIM)



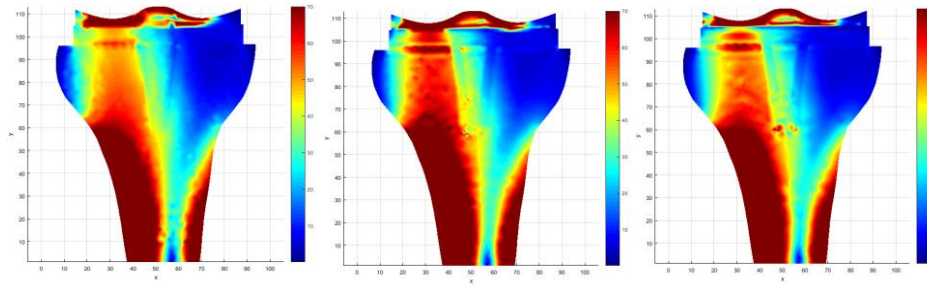
AMTF = 0° (FEM, RPIM, NNRPIM)



AMTF = -3° (FEM, RPIM, NNRPIM)



AMTF = $-4,5^\circ$ (FEM, RPIM, NNRPIM)



AMTF = $-6,4^\circ$ (FEM, RPIM, NNRPIM)

